

(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2004 年10 月21 日 (21.10.2004)

PCT

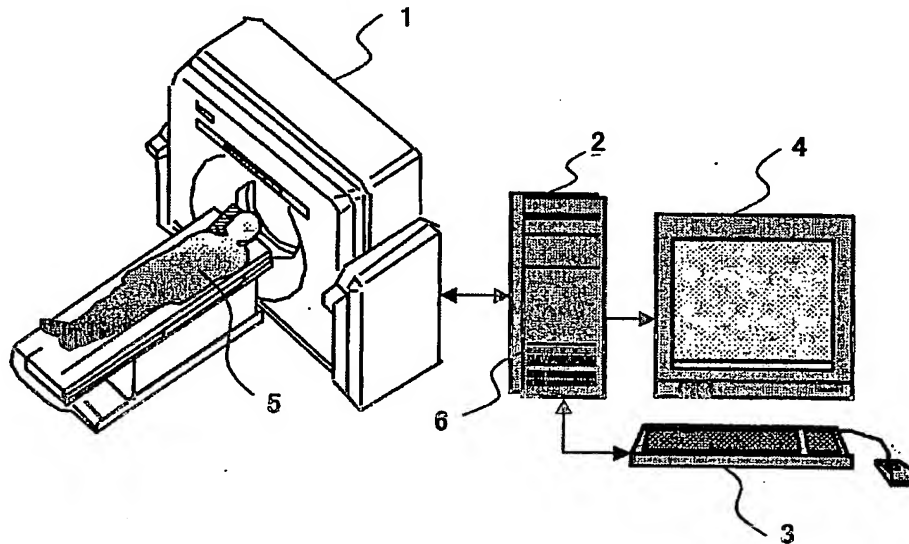
(10) 国際公開番号
WO 2004/089218 A1

- (51) 国際特許分類⁷: A61B 6/03
(21) 国際出願番号: PCT/JP2004/004884
(22) 国際出願日: 2004 年4 月2 日 (02.04.2004)
(25) 国際出願の言語: 日本語
(26) 国際公開の言語: 日本語
(30) 優先権データ:
特願2003-101284 2003 年4 月4 日 (04.04.2003) JP
特願2003-345364 2003 年10 月3 日 (03.10.2003) JP
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1000047 東京都千代田区内神田一丁目1 番1 4 号 Tokyo (JP).
(72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 尾見 康夫 (OMI, Yasuo) [JP/JP]; 〒2700135 千葉県流山市野々下5-1 0 7 3-5 Chiba (JP). 宮崎 靖 (MIYAZAKI, Osamu) [JP/JP]; 〒3020102 茨城県守谷市松前台6-1 2-6 Ibaraki (JP). 安田 貢 (YASUDA, Mitsugu) [JP/JP]; 〒3160036 茨城県日立市鮎川町2-8-1 6 Ibaraki (JP).
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE,

[続葉有]

(54) Title: FUNCTION IMAGE DISPLAY METHOD AND DEVICE

(54) 発明の名称: 機能画像の表示方法及び装置



(57) Abstract: There are provided a function image display method and device capable of performing analysis of biological function information by acquiring from a single image, information obtained from a tomogram and information obtained from a plurality of function images without need of observing the plurality of function images and the tomogram by successively moving the eye line, and easily making judgment about the danger degree of the biological function abnormality. A plurality of function images each displayed by a unique and arbitrary gradation color scale are combined with an arbitrary weight or an image obtained by calculating the inter-function images is displayed or these are combined with the tomogram with an arbitrary weight. Furthermore, an operator can arbitrarily set and modify the range to which weight is applied, the range for displaying the gradation color scale, and the range to be combined.

(57) 要約: 生体機能情報の解析において、複数枚の機能画像と断層像とを逐次視線を動かしながら観察する必要がなく、断層像から得られる情報と複数の機能画像の

[続葉有]



SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US,
UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG,
CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC,

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

各々から得られる情報とを一枚の画像から得られ、かつ生体機能異常の重篤度の判定が容易に可能であるような機能画像の表示方法および装置を提供するため、各々固有かつ任意のグラデーションカラーで表示されている複数枚の機能画像を任意の重みで合成し、あるいは、複数機能画像間を演算して求めた画像を表示し、あるいはこれらと断層像を任意の重みで重ね合わせる。さらに、重みを適用する範囲、グラデーションカラー表示をする範囲、および合成する範囲を操作者が任意に設定および変更可能とする。

機能画像の表示方法及び装置

5 技術分野

本発明は、CT 装置や MRI 装置等の画像診断装置において、これらから得られる断層像に基づいて、生体機能情報の解析や評価を行なうことに関する。

背景技術

- 10 生体機能情報を解析する際、複数の機能情報を総合的に鑑みて診断する場合がある。例えば、脳灌流機能情報の解析においては、一般的に、脳血流量 (Cerebral Blood Flow、つまり CBF) 像、脳血液量 (Cerebral Blood Volume、つまり CBV) 像、平均通過時間 (Mean Transit Time、つまり MTT) 像など複数の機能画像の各々から得られる情報と断層像から得られる情報 (例えば early CTsign や血管
- 15 の走行、組織の位置などの解剖学的所見) とを総合的に観察して診断する。

- 生体機能情報を示す画像の表示方法として、特開 2002-282248 号公報に示されているように、一枚の機能画像と断層像を重ね合わせ、一枚の合成画像として表示する方法がある。この方法によれば、断層像から得られる情報とある機能画像から得られる情報とを一枚の画像上に表示するものである。血流、血液量、平均
- 20 通過時間などのうちの 1 つのパラメータについて、計測値の範囲を複数に分割して、カラーマップを使用してその計測値の範囲ごとに異なった色相を割り当てている。しかし、表示可能なパラメータが 1 つであるため生体機能の異常、症状、および危険性が軽度であるのか重度であるのか (以下、重篤度という) を、総合的に認識ができないという問題があった。また、断層像全面に色表示が乗るため
- 25 情報が煩雑で異常の判定が困難という問題があった。

複数回の検査において得られた複数の機能画像を表示させて観察する方法として、SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) 画像を差分し顕著な変化が現われている領域を標準脳 MR 画像上に合成する SISCOM (Subtracted Ictal SPECT Co-Registered to MRI) と呼ばれる手法もある。この

手法は、特にてんかんの患者などに対して発作時 (ictal) と発作間 (interictal) でそれぞれ撮影した SPECT 画像を差分して機能画像を得るもので、この際補助的に、電極式の脳波計 (electroencephalogram(EEG)) を併用している。上記 SISCOM は SPECT 画像にのみ対応しており、CT 画像や MR 画像から作成した機能画像には適用できない。つまり、単一の画像診断装置で撮影するときと比べて異なる画像診断装置で撮影した断層像同士を重ねる時、CT 画像や MRI 画像を標準脳にする必要があるが、そのための位置合わせや形状合わせが困難である。また、SPECT 画像と MR 画像の両方を取得しなければならず、患者を拘束する時間が長くなるという問題がある。また、SPECT 画像と MR 画像の重ね合わせ時には、SPECT 画像を標準脳にあわせて変形して上記 MR 画像と位置合わせするため、患者本来の脳の形状が失われ重要な形態情報が失われる可能性がある。特に、患者の頭蓋が変形している場合にはこの形態情報の喪失は深刻な問題である。

15 発明の開示

本発明の目的は、単一の画像診断機器 (モダリティ) により、断層像から得られる情報と複数の機能画像から得られる情報とを一枚の画像に集約して重篤度の判定を容易化できる画像診断装置を提供することにある。本発明の目的は、必要な複数の機能画像中の情報のうち必要な部分の情報のみ表示させ、煩雑な情報による判断の迷いを防ぎ、効率的な重篤度の判定を可能とする画像診断装置および画像診断方法を提供することにある。

また、本発明の他の目的は、複数回の検査間における CT 画像あるいは MR 画像を元に作成した機能画像から、検査部位の本来の形状を失うことなく、生体機能情報の経時変化を容易に把握することで生体機能情報の解析が可能な画像診断装置および画像診断方法を提供することにある。

さらに、本発明の他の目的は、同一データに対して異なる操作者が解析した場合でも、操作者の癖に係わず客観的に生体機能情報の経時変化が評価および解析できる画像診断装置および画像診断方法を提供することにある。

本発明の他の目的は、複数のモダリティを使用することなく CT 装置あるいは

MR 装置等のいずれかのモダリティを使用して、生体機能情報の経時変化の把握および解析ができる画像診断装置および画像診断方法を提供することにある。

すなわち、本発明第 1 の特徴によれば、被検者の画像データを収集する手段と、前記画像データから断層像を作成する手段と、前記断層像から少なくとも一つの生体機能情報を算出する手段と、前記生体機能情報をもとに少なくとも一つの機能画像を作成する手段と、前記機能画像同士を演算した演算後画像や前記機能画像同士の合成像や前記演算後画像または前記機能画像のうち少なくとも一つと前記断層像を合成した合成像を作成する手段と、前記機能画像、前記演算後画像、前記断層像および前記合成像を表示可能な表示手段とを含む画像表示装置において、前記機能画像を作成する手段と合成画像を作成する手段は、前記機能画像および前記演算後画像内の少なくとも一部の領域を前記生体機能情報の評価値に対応した任意のグラデーションカラースケールで表示し、前記機能画像および前記演算後画像内の他の領域は前記グラデーションカラースケールに含まれない任意色でまたは透明に表示することを特徴とする。

本発明第 2 の特徴によれば、上記 1 の画像表示装置において、前記合成像は、重ね合わせ表示、並列表示、あるいは部分表示のいずれかによって表示されることを特徴とする。

本発明第 3 の特徴によれば、上記第 1 または 2 の特徴による画像表示装置において、前記機能画像を作成する手段では、前記機能画像内の上記他の領域における前記機能画像の比率をゼロとすることを特徴とする。

本発明第 4 の特徴によれば、上記第 1 から 3 の特徴による画像表示装置において、前記機能画像を作成する手段では、前記生体機能情報に割り当てるグラデーションカラースケールを任意に変更可能であることを特徴とする。

本発明第 5 の特徴によれば、上記第 1 から 4 の特徴による画像表示装置において、前記合成像を作成する手段では、前記合成像における各々の機能画像および前記断層像の比率を任意に設定可能であることを特徴とする。

本発明第 6 の特徴によれば、上記第 1 から 5 の特徴による画像表示装置において、前記機能画像を作成する手段では、上記画素単位の画像データ値が所定範囲内か外によって前記機能画像内の上記一部の領域を特定することを特徴とする。

本発明第 7 の特徴によれば、上記第 1 から 6 の特徴による画像表示装置において、前記機能画像を作成する手段では、前記機能画像内の任意の関心領域を前記機能画像内の上記一部の領域として決定することを特徴とする。

5 本発明第 8 の特徴によれば、上記第 1 から 6 の特徴による画像表示装置において、前記機能画像を作成する手段では、画像データの画素ごとの値である画素値で所定のウインドウレベルとウインドウ幅内にあるものを、変換係数と対応付け、この変換係数をもとに前記グラデーションカラースケールを決めることを特徴とする。

10 本発明第 9 の特徴によれば、上記第 1 から 8 の特徴による画像表示装置において、前記機能画像を作成する手段では、前記機能画像に割り当てるグラデーションカラースケールを RGB 毎に画像データの画素ごとの値である画素値と変換係数を対応付けた各種のルックアップテーブルによって決めることを特徴とする。

15 本発明第 10 の特徴によれば、上記第 1 から 9 の特徴による画像表示装置において、上記生体機能情報は血流量、血液量、平均通過時間などに代表される血流機能情報のうちの少なくとも一つであることを特徴とする。

20 本発明第 11 の特徴によれば、被検者の画像データを収集するステップと、前記画像データから断層像を作成するステップと、前記断層像から少なくとも一つの生体機能情報を算出するステップと、前記生体機能情報をもとに少なくとも一つの機能画像を作成するステップと、前記機能画像同士を演算した演算後画像や前記機能画像同士の合成像や前記演算後画像または前記機能画像のうち少なくとも一つと前記断層像を合成した合成像を作成するステップと、前記機能画像、前記演算後画像、前記断層像および前記合成像を表示可能な表示ステップとを含む画像表示方法において、前記機能画像を作成する手段と合成画像を作成するステップは、前記機能画像および前記演算後画像内の少なくとも一部の領域を前記生体機能情報の評価値に対応した任意のグラデーションカラースケールで表示し、
25 前記機能画像および前記演算後画像内の他の領域は前記グラデーションカラースケールに含まれない任意色でまたは透明に表示することを特徴とする。

本発明第 12 の特徴によれば、上記第 11 の特徴による画像表示方法において、前記合成像は、重ね合わせ表示、並列表示、あるいは部分表示のいずれかによっ

て表示されることを特徴とする。

本発明第 13 の特徴によれば、上記第 11 から 12 の特徴による画像表示方法において、前記機能画像を作成するステップでは、前記機能画像内の他の部分における前記機能画像の比率をゼロとすることを特徴とする。

- 5 本発明第 14 の特徴によれば、上記第 11 から 13 の特徴による画像表示方法において、前記機能画像を作成するステップでは、前記生体機能情報画像に割り当てるグラデーションカラースケールを任意に変更可能である。

- 10 本発明第 15 の特徴によれば、上記第 11 から 14 の特徴による画像表示方法において、前記合成像を作成するステップでは、前記合成像における各々の機能画像および前記断層像の比率を任意に設定可能であることを特徴とする。

本発明第 16 の特徴によれば、上記第 11 から 15 の特徴による画像表示方法において、前記機能画像を作成するステップでは、上記画素単位の画像データ値が所定範囲内か外によって前記機能画像内の上記一部の領域を特定することを特徴とする。

- 15 本発明第 17 の特徴によれば、上記第 11 から 16 の特徴による画像表示方法において、前記機能画像を作成するステップでは、前記機能画像内の任意の関心領域を前記機能画像内の上記一部の領域として決定することを特徴とする。

- 20 本発明第 18 の特徴によれば、上記第 11 から 17 の特徴による画像表示方法において、前記機能画像を作成するステップでは、画像データの画素ごとの値である画素値で所定のウインドウレベルとウインドウ幅内にあるものを、変換係数と対応付け、この変換係数をもとに前記グラデーションカラースケールを決めることを特徴とする。

- 25 本発明第 19 の特徴によれば、上記第 11 から 18 の特徴による画像表示方法において、前記機能画像を作成するステップでは、前記機能画像に割り当てるグラデーションカラースケールを RGB 毎に画像データの画素ごとの値である画素値と変換係数を対応付けた各種のルックアップテーブルによって決めることを特徴とする。

本発明第 20 の特徴によれば、上記第 11 から 19 の特徴による画像表示方法において、上記生体機能情報は血流量、血液量、平均通過時間などに代表される血

流機能情報のうちの少なくとも一つであることを特徴とする。

図面の簡単な説明

図 1 は、本発明の機能画像の表示方法および装置の構成図である。図 2 は、データ収集から合成画像表示までのフローチャートである。図 3 は、変換係数の算出方法の説明図である。図 4 は、機能画像用ルックアップテーブルの構成を示す図である。図 5 は、機能画像用ルックアップテーブルの説明図である。図 6 は、断層像用ルックアップテーブルの構成を示す図である。図 7 は、ブレンド機能画像のサンプル画像である。図 8 は、断層像上投影ブレンド機能画像のサンプル画像である。図 9 は、本発明の実施例 2 におけるデータ収集から合成画像表示までのフローチャートである。図 10 は、本発明の実施例 2 における画像間演算時の ROI 設定方法の一例を説明する図である。図 11 は、本発明の実施例 2 における治療前における MTT 機能画像である。図 12 は、本発明の実施例 2 における治療後における MTT 機能画像である。図 13 は、本発明の実施例 2 における治療前後の MTT 差分画像と CT 断層像を合成した画像である。図 14 は、治療前における CBV 機能画像である。図 15 は、治療後における CBV 機能画像である。図 16 は、上記図 11、12、14、15 に関して、治療前後の CBV および MTT 差分画像と CT 断層像を合成した画像である。

20 発明を実施するための最良の形態

以下、添付図面に従って本発明に係る機能画像の表示方法および装置の好ましい実施の形態について詳説する。

[実施例 1]

図 1 は本発明に係る機能画像の表示方法および装置の好ましい実施の形態を示す図である。本発明に係る機能画像の表示方法および装置は、X 線減衰信号や核磁気共鳴から放出されるエコー信号などの断層像データ収集手段 1 で、例えば CT 装置や MRI 装置を示す。収集手段 1 の制御や各種演算を行うコンピュータ 2 と、マウスやキーボード等のコンソール 3 と、ディスプレイ等の表示手段 4 からなる。コンピュータ 2 には、収集手段 1 を制御するプログラムや画像再構成等の

断層像の作成を行うプログラム、生体機能情報の解析やマッピングを行うプログラム、合成像を作成するプログラムが搭載されている。本発明に係る機能画像の表示方法および装置を構成するにあたり、前記各プログラムは、一台のコンピュータ内に搭載されていてもよく、演算の種類毎に複数のコンピュータに分けて搭載してもよい。

図2は本発明に係る機能画像の表示方法および装置のデータ収集から合成画像の表示までを示すフローチャートである。このフローチャートは図1のコンピュータ2または図示しない外部のコンピュータに内蔵されるソフトウェアにより実現される。

- 10 本実施例をこのフローチャートに沿って説明する。まず、コンピュータ2に搭載された制御プログラムにより制御された収集手段1により、X線減衰データや磁化率信号強度データを収集する（ステップ201）。

ステップ201では、コンピュータ2上の制御プログラムにより制御された収集手段1により、X線減衰信号や核磁気共鳴から放出されるエコー信号を収集する。

- 15 例えばデータ収集装置がCT装置で、解析したい生体機能情報が頭部の灌流情報であるならば、患者5にヨード系造影剤のようなコントラスト強調物質を注した後に、その物質の流入する特定の臓器や部位に的を絞り時間を追って撮影（いわゆるダイナミック撮影）を行うことで、生体機能情報の解析に必要なデータを収集できる。

- 20 ステップ202では、コンピュータ2に搭載された画像再構成等のプログラムを用いて、断層像を作成する。

ステップ203では、ステップ202で作成した断層像を表示する。

- ステップ204では、例えばコンピュータ2に搭載された生体機能情報の解析プログラムを用いて、生体機能情報を表すパラメータ、すなわち例えば画素値Pを算出する。ここでいうパラメータの代表的なものとしては、脳血流量（Cerebral Blood Flow、つまりCBF）像、脳血液量（Cerebral Blood Volume、つまりCBV）像、平均通過時間（Mean Transit Time、つまりMTT）像がある。
- 25

パラメータの算出は、分解能の低下を防ぐ目的では断層像の1画素毎に行うことが望ましいが、生体機能情報の診断を早急に行うときのように短時間で演算を

終了すると必要に迫られた場合には、画像を縮小して演算してもよいし、数画素毎に演算してもよい。

ステップ 205 では、コンピュータ 2 に搭載されたマッピングプログラムを用いて、ステップ 204 で得られた演算結果をマッピングすることで機能画像を作成する。

ステップ 206 では、ステップ 205 で作成した機能画像を表示手段 4 に表示する。なお、ステップ 206 において、機能画像を表示するだけでなく、必要に応じて機能画像と断層像と一緒に表示してもよい。なお、続けて合成像を作成するときはここで画像表示をしなくてもよい。

ステップ 207 では、後述するように、コンピュータ 2 に搭載された合成像作成プログラムを用いて合成像を作成する。

ステップ 208 では、合成像を表示手段 4 に表示する。なお、ステップ 208 では、画像を表示するだけでなく、必要に応じて合成画像、機能画像、および断層像のうち少なくとも 2 つを一緒に表示してもよい。

図 2 のフローチャートに関して、既に X 線減衰データや磁化率信号強度データが既に収集済みの場合は、コンピュータ 2 に内蔵または外付けされているハードディスク等のストレージ手段 6 から X 線減衰データや磁化率信号強度データを読み込んだ後、ステップ 202 以降を実行すればよい。

さらに、図 2 のフローチャートに関して、断層像が既に作成済みの場合は、コンピュータ 2 に内蔵または外付けされているハードディスク等のストレージ手段 5 から断層像を読み込んだ後、ステップ 203 以降を実行すればよい。

さらに、図 2 のフローチャートに関して、機能画像が既に作成済みの場合は、コンピュータ 2 に内蔵または外付けされているハードディスク等のストレージ手段 5 から機能画像を読み込んだ後、また必要に応じて機能画像と断層像を読み込んだ後、ステップ 206 以降を実行すればよい。

次に、ステップ 207 の合成像の作成方法について説明する。本実施の形態では、ある臓器における生体機能情報の種類すなわち機能画像の総数を M 枚として説明する。

また、階調数は正の整数であり、例えば、8 ビット (256 階調) や、12 ビット

(4,096 階調) や、16 ビット (65,536 階調) や 32 ビット (4,294,967,296 階調) である。

以下、色調とは、色相、彩度、明度、あるいはそれらのうち少なくとも 2 つの組み合わせをいう。また、カラーグラデーションスケールとは、画素値の最大値と最小値の範囲を少なくとも 1 段階以上に分割して、各段階にそれぞれ別の色調を割り当てたもの、つまり色階調の連続体をいう。

(1) 画素から変換係数への変換

ブレンド機能画像と呼称するものを説明する。このブレンド機能画像とは、生体機能情報をカラーグラデーションスケールに対応して表示している機能画像を複数枚重ね合わせるように合成したものである。ここで、機能画像間での使用色調は異なる。なお、ブレンド機能画像の元画像である機能画像の中には、画像中の特定領域のみをあるカラーグラデーションスケールで表示したものも含まれる。この場合、特定領域外は任意の特定色で表示してもよい。ブレンド機能画像を作成するにあたっては、機能画像の画素値 P と表示ウィンドウ値 WL 、表示ウィンドウ幅 WW を基に変換係数 C を算出する。変換係数 C は、たとえば図 3 を参照して次式 1 のように求める。ここで、 WL はウィンドウレベルで、 WW はウィンドウ幅を示す。表示の濃度はウィンドウレベルを中心として、その上下 $WW/2$ ずつの範囲に対して割り当てられる。この範囲 WW の外側では濃度がなくなるかあるいは飽和して変化がない。つまり、表示ウィンドウ幅 WW より画素値の大きいところは飽和させて白く飛ばし、逆に小さいところは最も暗くつぶすことになる。また、 P_{MAX} は最大画素値を、 C_{MAX} は変換係数の最大値を表す。

$$\begin{aligned} P \leq (WL - WW/2) & \quad C = 0 \\ (WL - WW/2) \leq P \leq (WL + WW/2) & \quad C = C_{MAX} / WW \cdot P \\ (WL + WW/2) \leq P & \quad C = C_{MAX} \end{aligned} \quad (1)$$

なお、図 3 に示した例では、 $(WL - WW/2)$ から $(WL + WW/2)$ の区間を線形に変換したが、必要に応じて任意の非線形の変換を行ってもよい。また、画

素値 P をそのまま変換係数 C とすることも考えられる。

図 4 に、ブレンド機能画像の作成に用いるルックアップテーブル（以下 LUT と称する）を示す。本実施の形態で述べるところの LUT とは、前述の変換係数 C と、表示色の各成分（例えば R 成分, G 成分, B 成分）との対応表である。（WL
5 −WW/2）以下の領域の画素にあてはめる変換係数 C は、カラーグラデーションスケール中の一端にある最暗色（下端色）である。以下、カラー表示するための R, G, B のそれぞれの最暗色を R_l , G_l , B_l と表示する。なお、色調中の色相のみを変えて上記カラーグラデーションスケールの各段階に割り当てたときは、必ずしも最暗色部に一番暗く見える色が割り当てられないこともある。しかし、こ
10 のような場合も便宜上、最暗色（下端色）と呼ぶことにする。

一方、変換係数 C の値が（WL+WW/2）以上の領域の画素にあてはめる変換係数 C は、カラーグラデーションスケール中の他端にあり最も明るい最明色（上
15 端色）である。以下、カラー表示するための R, G, B のそれぞれの最明色（上端色）を R_h , G_h , B_h と表示する。なお、上述と同じように、色調中の色相のみを変えて上記カラーグラデーションスケールの各段階に割り当てたときは、必ずしも最明色部に一番明るく見える色が割り当てられないこともある。しかし、この
20 ような場合も便宜上、最明色（上端色）と呼ぶことにする。

ある変換係数 C における LUT の R, G, B の各成分 $R(C)$, $G(C)$, $B(C)$ は、例えば
図 5 に示すような機能画像用の LUT を参照して、次式 (2) に従って決定すれば
20 よい。なお、図 5 は RGB 各色毎の LUT の一例で、機能画像ごとに割り当てる RGB のテーブルの初期値と傾斜はそれぞれ異なるのが通常である。RGB の初期値である最暗色 R_l , G_l , B_l の組み合わせによって生体機能情報を表現する色の系統が定まる。

$$\begin{aligned} R(C) &= \frac{R_h - R_l}{C_{MAX}} \cdot C + R_l \\ G(C) &= \frac{G_h - G_l}{C_{MAX}} \cdot C + G_l \\ B(C) &= \frac{B_h - B_l}{C_{MAX}} \cdot C + B_l \end{aligned} \quad (2)$$

図 5 に示した例では、最暗色から最明色までの各成分値を線形に結んだが、必要に応じて任意の非線形に結んでもよい。機能画像が M 枚であるならば、機能画像 1, 機能画像 2...機能画像 M の各々に対応した M 個のルックアップテーブル、すなわち LUT1, LUT2...LUTM を設定することが望ましい。しかし、これに限らず複数の機能画像間で同一のものを使用してもよい。

(2) ブレンド機能画像の作成

複数の機能画像が重なった部分における表示画素の取り扱いについて説明する。ここでブレンド機能画像におけるある画素(i, j)の表示色を左右する R, G, B の各成分を RF(i, j), GF(i, j), BF(i, j)とおくと、これらは次式 3 のように決定することができる。

$$\begin{aligned}
 RF(i, j) &= \frac{\sum_{k=1}^m R_k(C_k(i, j)) \cdot W_k}{\sum_{k=1}^N W_k} \\
 GF(i, j) &= \frac{\sum_{k=1}^m G_k(C_k(i, j)) \cdot W_k}{\sum_{k=1}^N W_k} \\
 BF(i, j) &= \frac{\sum_{k=1}^m B_k(C_k(i, j)) \cdot W_k}{\sum_{k=1}^N W_k}
 \end{aligned} \tag{3}$$

ここで W_k は複数の機能画像を合成する重み（配分）を、 $C_k(i, j)$ は画素(i, j)における機能画像 k の変換係数を表す。また、 $R_k(C_k(i, j))$, $G_k(C_k(i, j))$, $B_k(C_k(i, j))$ は、変換係数 $C_k(i, j)$ における LUTk で規定される R, G, B の各成分値を表し、式 2 の変換係数 C に画素ごとの変換係数 $C_k(i, j)$ を入力して計算される値である。なお、上述の通り、ここでは特に機能画像の種類の数 k を 1~M までの整数としている。

グラデーションカラースケールで表示する領域は、画像全体であっても画像の一部であってもよい。画像の一部つまり特定領域のみをグラデーションカラース

1 2

ケールで表示するときは、コンソール 4 を介して閾値、範囲、および ROI などのうちの少なくとも一つによって設定できる。このような閾値、範囲、および ROI は機能画像の種類毎に一個または複数個設定してもよい（処理 1）。

- 5 ある機能画像 k のある画素 (i, j) が丁度生体機能を表わしているようなとき、つまり例えばその画素 (i, j) が ROI 内にあるようなとき、またはその画素値が機能画像 k に対する閾値で決まる範囲内であるならば、前述の図 4 のような LUT_k に従って $R_k(C_k(i, j))$, $G_k(C_k(i, j))$, $B_k(C_k(i, j))$ の各成分を決定する。画素値や画素が、上述のように閾値、範囲、および ROI のいずれの範囲内にも該当しないならば、肝心の機能表示を妨げないような特定色で表示するように特定値を $R_k(C_k(i, j))$, $G_k(C_k(i, j))$, $B_k(C_k(i, j))$ の各成分に割り当てる（処理 2）。
- 10

処理 1 と処理 2 を全画素に対して行うことにより、ある機能画像において上記設定範囲内のみをグラデーションカラースケールで表示し、他の範囲は特定色で表示することができる。処理 1 と処理 2 は全ての機能画像に対して行ってもよいし、一部の機能画像に対して行うだけでもよい。

- 15 処理 1 と処理 2 を施した各機能画像の合成について説明する。このように合成される機能画像は以下ブレンド機能画像と呼称する。ブレンド機能画像のデータは画素ごとに得られる。式 3 に従って画素ごとに $RF(i, j)$, $GF(i, j)$, $BF(i, j)$ を決定するが、この際には特定色で表示されている画素は、その機能画像の重み W_k を 0 にして計算する。全画素ごとのデータ $RF(i, j)$, $GF(i, j)$, $BF(i, j)$ が得られたら、 (i, j) の座標に従ってマッピングして画像表示を行う。こうして、ブレンド機能画像を作成することができる。もし N 枚の機能画像の全てを合成する必要がある場合は、合成する必要がある機能画像の重みを 0 にして合成すればよい。なお、特定の範囲の設定として、閾値と、範囲と、ROI とを例示したが、必要に応じて他のパラメータを用いて設定してもよい。
- 20

25 (3) 断層像上投影ブレンド機能画像の作成

次に、断層像とブレンド機能画像との重ね合わせ合成像（以下、断層像上の投影ブレンド機能画像）の作成方法を説明する。ここで、断層像上投影ブレンド機能画像におけるある画素 (i, j) の表示色の各成分を $RTF(i, j)$, $GTF(i, j)$, $BTF(i, j)$ とすると、上式 3 のように求めたブレンド機能画像の画素毎の色成分 $RF(i, j)$,

GF(i, j), BF(i, j) と画素(i, j)における断層像の変換係数 CC(i, j)と、記号 t で判別される複数の断層像用ルックアップテーブル LUTT に対応させて変換係数 CC(P) について求めた各色成分値 RT(CC(i, j)), GT(CC(i, j)), BT(CC(i, j))と、それぞれブレンド機能画像と断層像の重み WB および WT とを、用いて次式 4 のように決

$$\begin{aligned} RTF(i, j) &= \frac{RF(i, j) \cdot WB + RT(CC(i, j)) \cdot WT}{WB + WT} \\ GTF(i, j) &= \frac{GF(i, j) \cdot WB + GT(CC(i, j)) \cdot WT}{WB + WT} \\ BTF(i, j) &= \frac{BF(i, j) \cdot WB + BT(CC(i, j)) \cdot WT}{WB + WT} \end{aligned} \quad (4)$$

5 定できる。

断層像は一般的にグレースケールで表示するので、断層像用ルックアップテーブル LUTT は例えば図 6 のように設定すればよい。断層像上投影ブレンド機能画像を作成するには、グラデーションカラースケールで表示されている画素の場合は式 4 に従って RTF(i, j), GTF(i, j), BTF(i, j) を決定し、特定色で表示されている画素は式 4 において重み WB を 0 にして、RTF(i, j), GTF(i, j), BTF(i, j) を決定する。これを全画素に対して行ってマッピングすれば断層像上投影ブレンド機能画像が完成する。

ブレンド画像や断層像上投影ブレンド機能画像において、ある機能画像 k のグラデーションカラースケールを変更したい場合には、コンソール 4 から入力されるパラメータに基づいてその機能画像に対応するルックアップテーブル LUTk を前述の方法で変更することで、上式 3 中の Rk(Ck(i, j)), Gk(Ck(i, j)), Bk(Ck(i, j)) を変更すればよい。なお、k は 1~m までの整数である。

ブレンド画像や断層像上投影ブレンド機能画像において、ある機能画像 k から得られる情報の強調度を変更する場合には、コンソール 4 から入力されるパラメータに基づいて上式 3 中の Wk を変更すればよい。

ブレンド画像や断層像上投影ブレンド機能画像において、グラデーションカラースケールで表示されている領域を変更したい場合は、閾値や範囲や ROI などこの領域を規定するパラメータをコンソール 4 から入力して変更すればよい。

断層像上投影ブレンド機能画像において、ブレンド機能画像の強調度を変更す

14

る場合には、コンソール 4 から入力されるパラメータに基づいて上式 4 中の WB や WT を変更すればよい。

図 7 と図 8 に本発明にかかわる実施例を CT 画像から作成した脳血流機能画像へ適用した例を示す。図 7 は、3 種の機能情報（脳血流量、脳血液量、平均通過時間）から作成したブレンド機能画像のサンプル画像であり、脳血流量の異常領域 31、脳血液量の異常領域 32、平均通過時間の異常領域 33 とその他の領域 39 の合成像である。図 8 は、3 種の機能情報（脳血流量、脳血液量、平均通過時間）から作成したブレンド機能画像と CT 像 30 から作成した断層像上投影ブレンド機能画像のサンプル画像である。これらサンプル画像では、脳血流量の異常領域 31 を緑系のグラデーションカラースケールで表示し、脳血液量の異常領域 32 を青系のグラデーションカラースケールで表示し、平均通過時間の異常領域 33 を赤系のグラデーションカラースケールで表示している。これらサンプル画像は単に脳血流量、脳血液量、平均通過時間の各生体学的パラメータに異常が認められる領域を一枚の画像上に表示するだけでなく、色合いの濃淡や各色の混ざり具合によって異常の重篤度をも示しており、本発明の効果が理解されるであろう。これらブレンド機能画像や断層像上投影ブレンド機能画像は 1 種類ではなく、多数存在する機能画像のうちの異なる幾つかを選択して合成することにより、異なる複数のブレンド機能画像や断層像上投影ブレンド機能画像を作成することが可能である。これら複数のブレンド機能画像や断層像上投影ブレンド機能画像を同時に画面上に表示することが可能である。

以上本実施例 1 によれば、機能画像中しきい値以上の値を示す画素を病変部などの特徴部と推測して表示する。この機能画像のパラメータを複数とすることで判断の情報を増やすことができる。これら特徴部をパラメータごとに別の色で表示することでどのパラメータがどこの部位でどのような異常を示しているのか一目でわかり、これらを重ね合わせて表示することである部位に複数のパラメータの異常が発生している点も一見してわかる。

さらに上記色付けした特徴部の内部で、画素値の大きさに応じて色の濃淡や色合いを変更可能で、これによりどの程度異常であるのかが判別できる。

また、これら特徴部の透明度を変更可能なので、操作者が視認しやすい画面状

15

態に変更可能である。さらに特徴部外周や特に診断したい部位を画像上で選択して ROI としてその部分のみを上記のように色付けして表示可能であるため、不要な情報で診断の妨げとなることもない。

5 また、図 8 のように断層像 40 と重ね合わせて表示することで、頭蓋など外部との位置関係が把握しやすく、診断がよりやりやすくなっている。また、機能画像は並列して表示したり重ね合わせたり、一部重ね合わせたりと任意の配置を選択できるため、時々の診断や使用者の意図にあわせた使い方が可能である。また、機能画像は主に CBF, CBV, MTT を使用し、それらの計測値も同時に画面上で確認できる。また、上記の特徴部作成の ROI や閾値や配置を記録しておくことで、
10 同じ条件下での診断をいつでも繰り返すことが可能で、これにより手術や治療の前後での機能画像の比較が容易になるとともに、操作者の違いなどに起因する恣意の入らない手術や治療の効果測定が行える。

さらには治療前後の差分画像も表示できる。

実施例 2

15 実施例 2 も、実施例 1 と同様に、図 1 のような構成を利用する。各構成要素は、実施例 1 のとおりであるので、それらの説明は省略する。実施例 2 においても、画像処理装置 2 はたとえばコンピュータであり、データ収集手段 1 を制御するプログラムや画像再構成等の断層像の作成を行うプログラム、生体機能情報の解析やマッピングを行うプログラム、合成像を作成するプログラムが搭載されている。
20 なお、前記各プログラムは、一台のコンピュータ内に搭載しても、あるいは、演算の種類毎に複数のコンピュータに分けて搭載してもよい。

図 9 は本実施例に係わる画像診断装置のプログラムによる、データ収集から合成画像の表示までを示すフローチャートである。本実施例による処理をこのフローチャートに従って説明する。ステップ 301 では、コンピュータ 2 に搭載された
25 制御プログラムにより制御された収集手段 1 により（図 1 参照）、X 線減衰信号や核磁気共鳴から放出されるエコー信号を収集する。

たとえば、収集装置が CT 装置で、解析したい生体機能情報が頭部の灌流情報であるならば、患者 5 にヨード系造影剤のようなコントラスト強調物質を注した後にダイナミック撮影を行うことで、生体機能情報の解析に必要なデータを収集

できる。

ステップ 302 では、コンピュータ 2 に搭載された画像再構成用のプログラム等を用いて、断層像を作成する。断層像はアキシヤル、コロナル、サジタル等の任意の断面でよい。ステップ 303 では、ステップ 302 で作成した断層像を表示する。

- 5 ステップ 304 では、コンピュータ 2 などに搭載された生体機能情報の解析プログラムを用いて、生体機能情報を表すパラメータを算出する。パラメータの算出は、分解能の低下を防ぐという観点からは断層像の 1 画素毎に行うことが望ましいが、生体機能情報の診断を早急に行う場合のように短時間で演算を終了する必要がある場合には、画像を縮小して演算してもよく、数画素毎に演算してもよい。ステップ 305 では、コンピュータ 2 などに搭載されたマッピングプログラムを用いて、
10 ステップ 304 で得られた演算結果をマッピングすることで機能画像を作成する。ステップ 306 では、ステップ 305 で作成した機能画像を表示手段 4 に表示する。なお、ステップ 306 においては、機能画像を表示するだけでなく、必要に応じて機能画像と断層像とを同時に表示してもよい。

- 15 ステップ 307 では、差分演算などの画像間演算が必要か否かを操作者が選択し、不要ならばステップ 309 に進む。複数回の検査において生体機能情報が有意に変化している領域を強調して表示したい場合などでは、差分演算などの画像間演算を実行することが望ましい。

- 20 ステップ 307 で、画像間演算必要と選択した場合、定量値補正も必要か否かを操作者が選択し、不要ならばステップ 308 に進む。例えば脳灌流画像において、撮影断面によっては、撮影スライスにまたがる低 CT 値の物体の存在によって、そのスライスに沿った断層像中特に主幹動脈などの高 CT 値の部分で CT 値が正確に算出されない現象である部分容積効果 (Partial Volume Effect) の影響を適切に補正することができず、定量値が過大評価される場合がある。このような場合
25 には、定量値を補正してから画像間演算を行うことが望ましい。ステップ 308 では、定量値補正が必要な場合にコンピュータ 2 に搭載された定量値補正プログラムを用いて定量値補正を行う。ステップ 308 では、さらにコンピュータ 2 に搭載された画像間演算プログラムを用いて演算後画像を作成する。なお、ステップ 308 における画像間演算は、差分演算等の任意の演算でよい。ステップ 309 では、

演算後画像または機能画像に対して断層像と合成する領域の条件を設定する。

ただし、演算後画像または機能画像の全領域をそのまま断層像上に重ね合わせ合成する場合、このステップは不要である。演算後画像または機能画像の特定の領域のみを断層像上に重ね合わせ合成する場合には、閾値や ROI を設定したり、
5 任意の条件式を満たす画素のみを選択することにより重ね合わせる領域を指定する。たとえば演算後画像が、複数の検査における脳灌流機能画像の差分画像である場合において、右半球で顕著に変化が表れている領域のみを表示したい場合には、ROI を右半球全体に指定し、画素値 P が次式 5 の条件を満たす画素のみを断層像上に重ね合わせ合成すればよい。

$$P = \text{Mean} + k \cdot SD \quad (5)$$

10 なお、上式において、Mean は演算後画像の全面素値の平均値、SD は標準偏差値、 k は任意の実数を示す。

また、たとえば機能画像が、複数の検査における脳灌流機能画像である場合において、異常領域の経時変化を表示したい場合には、画素値が閾値以下または閾値以上の画素のみを断層像上に重ね合わせ合成する。

15 ステップ 310 では、コンピュータ 2 に搭載された合成像作成プログラムを用いて合成像を作成する。この合成像作成の詳細は後述する。ステップ 311 では、合成像を表示手段 4 に表示する。なお、ステップ 311 において、合成像を表示するだけでなく、必要に応じて合成像と機能画像、演算後画像、断層像などの画像を同時に表示してもよい。また、このとき、ステップ 309 で設定した合成する領域
20 における画素数、平均値、標準偏差値、ヒストグラムなどを合わせて表示することで、生体機能情報の解析により有用な情報が提供できる。

既に X 線減衰データや磁化率信号強度データが既に収集済みの場合は、コンピュータ 2 に内蔵または外付けされているハードディスク等のストレージ手段 5 から X 線減衰データや磁化率信号強度データを読み込んだ後、ステップ 302 以降を
25 実行する。また、断層像が既に作成済みの場合は、コンピュータ 2 に内蔵または外付けされている。ハードディスク等のストレージ手段 5 から断層像を読み込んだ後、ステップ 303 以降を実行する。また、機能画像が既に作成済みの場合は、

コンピュータ 2 に内蔵または外付けされているハードディスク等のストレージ手段 5 から機能画像を読み込んだ後、また必要に応じて、機能画像と断層像を読み込んだ後、ステップ 306 以降を実行する。

次に、ステップ 308 に関して、複数回の検査において得た複数の機能画像同士
5 の演算による新たな診断用画像の作成を詳細に説明する。たとえば複数の検査における生体機能情報の変化をみる場合には、複数回の検査における機能画像を差分すればよい。演算の種類は差分演算に限定されるものではなく、用途に応じて加算、積算、除算、あるいは任意の四則演算の組み合わせ演算でもよい。画像間演算は 1 画素ごとに全画素を演算してもよい。

- 10 また、必要に応じて図 10 のようにたとえば任意に設定した ROI8 で囲まれた領域ごとに計算してもよいし、この ROI 領域内で平均値、中間値、最大値、最小値などの特徴量を演算対象とすることもできる。こうすることで診断しやすいサイズでの視覚的評価が可能となる。

- 15 また、等値線を引くことにより機能画像を幾つかの領域に分割し、分割した領域ごとに演算してもよい。例えば機能画像が脳灌流画像である場合には、等値線を引くことにより白質、灰白質、血管床等に分割可能であり、さらに ROI を指定することにより、視床、レンズ核、脳梁辺縁などの各解剖学的セグメントに分割することが可能である。こういった解剖学的セグメントごとに画像間演算を行うことも生体機能情報の変化の評価に有用である。

- 20 次に、ステップ 308 に関して、定量値の補正方法について説明する。例えば、脳灌流画像においては、上矢状静脈洞における時間濃度曲線の最大値や曲線下面積を基に実施例 1 に記載したような部分容積効果の影響を補正し、定量的な安定性を得ている。しかし、撮影断面によっては上矢状静脈洞が撮影断面内に含まれない場合もある。このような場合には部分容積効果の影響を適切に補正することができず、定量値が不正確になる。もし、複数回の検査の中で部分容積効果の補正が適切に行われたと判断できる画像があれば、その検査における補正パラメータ（最大値または曲線下面積）を用いて他の検査における定量値を補正する。

25

その他の補正方法として、健常領域における平均値を基に補正する方法がある。これは同一被検者の健常領域での生体機能情報は検査日時によらず安定している

ことを仮定した手法である。ある検査での機能画像上の健常領域における定量値の平均を Mean1、他の検査での機能画像上の健常領域における定量値の平均を Mean2 とおく。ここで Mean1 と Mean2 が一致するようにどちらかの機能画像の画素値（定量値）をシフトすることにより、定量値が補正できる。

- 5 次に、ステップ 310 に関して、演算後画像または機能画像と断層像の合成像（以下、断層像上投影ブレンド機能画像と呼ぶ）の作成方法を説明する。本実施例では、カラーグラデーションの階調数を M として説明する。階調数 M は正の整数であり、8 ビット（256 階調）、12 ビット（4,096 階調）、16 ビット（65,536 階調）や 32 ビット（4,294,967,296 階調）など、任意の階調数に設定する。階調
10 数が上がるほど表示できる階調が豊富となる。一般的にカラーグラデーションには色相、明度、彩度のカラーグラデーションがあり、その種類も各種ある。

- 合成像を作成するにあたり、演算後画像または機能画像の画素値 P と表示ウィンドウ値 WL 、表示ウィンドウ幅 WW を基に変換係数 C を算出する。変換係数 C は、実施例 1 と同様に、たとえば式 1 および図 3 に示すように決定する。この例
15 では $WL - WW/2$ から $WL + WW/2$ の区間を線形に変換したが、必要に応じて任意の非線形の変換を行ってもよい。また、画素値をそのまま変換係数として用いてもよい。

- 図 4 に、合成画像の作成に用いるルックアップテーブル（LUT）を示す。本実施例で述べるところの LUT とは、前述の変換係数 C と、表示色の各成分（R 成分、G 成分、B 成分）との対応表のことを指す。表示ウィンドウにおける最も暗い
20 画素、すなわち、変換係数値が $WL - WW/2$ 以下である上記最暗色（下端色）の R、G、B の各成分を R_l 、 G_l 、 B_l とし、表示ウィンドウにおける最も明るい画素、すなわち変換係数値が $WL + WW/2$ 以上である画素にあてはめる最明色の R、G、B の各成分を R_h 、 G_h 、 B_h とすると、ある変換係数 C における LUT の R、G、B の
25 各成分 $R(C)$ 、 $G(C)$ 、 $B(C)$ は、例えば式 2 と図 5 に示すように決定する。

図 5 に示した例では、最暗色（下端色）から最明色（上端色）までの各成分値を線形に結んだが、必要に応じて任意の非線形に結んでもよい。もし、生体機能情報を表すパラメータが複数存在し、それぞれこの複数パラメータに対応する機能画像が複数ある場合には、複数個の演算後画像が作成できる。もし、演算後画

像、機能画像、または演算後画像および機能画像が M 個存在するのであれば、演算後画像 1（または機能画像 1）、演算後画像 2（または機能画像 2）…演算後画像 M（または機能画像 M）の各々に対応した M 個のルックアップテーブル、すなわち LUT1, LUT2,...LUTM を設定することが望ましい。しかし、複数の演算後画像または機能画像で同一のルックアップテーブルを共用しても差し支えない。

次に、ステップ 311 の合成像表示について詳しく説明する。合成像におけるある画素(i, j)の表示色の各成分を RTF(i, j), GTF (i, j), BTF (i, j)とおくと、これらは式 4 のように決定される。

ここで WB は演算後画像または機能画像の重みを、WT は断層像の重みを、CC(i, j)は画素(i, j)における断層像の変換係数を表し、前述した演算後画像または機能画像の変換係数を求める方法と同様にして決定する。

また、RT(CC(i, j)), GT(CC(i, j)), BT(CC(i, j))は変換係数 CT(P)における断層像用ルックアップテーブル LUTT で規定されている R, G, B の各成分値を表す。断層像をグレースケールで表示する場合は、断層像用ルックアップテーブル LUTT は例えば図 6 のように設定すればよい。断層像をカラーで表示する場合は図 5 のような RGB のテーブルが必要である。また RF(i, j), GF (i, j), BF (i, j)は、各演算後画像または機能画像を合成する比率に基づいて決定されるパラメータであり、式 3 のように決定する。

ここで Wk は演算後画像 k または機能画像 k を合成する重みを、Ck(i, j)は画素(i, j)における演算後画像 k または機能画像 k の変換係数を表す。また、Rk(Ck(i, j)), Gk(Ck(i, j)), Bk(Ck(i, j))は変換係数 Ck(i, j)における LUTk で規定されている R, G, B の各成分値を表す。なお、k は 1~M までの整数であり、M は演算後画像または機能画像の枚数と一致する。なお、演算後画像または機能画像の枚数が一枚である場合、式 4 は式 6 のようになる。

$$\begin{aligned}
 RTF(i, j) &= \frac{RF(CF(i, j)) \cdot WB + RT(CC(i, j)) \cdot WT}{WB + WT} \\
 GTF(i, j) &= \frac{GF(CF(i, j)) \cdot WB + GT(CC(i, j)) \cdot WT}{WB + WT} \\
 BTF(i, j) &= \frac{BF(CF(i, j)) \cdot WB + BT(CC(i, j)) \cdot WT}{WB + WT}
 \end{aligned} \tag{6}$$

21

ここで $Ck(i, j)$ は画素 (i, j) における演算後画像または機能画像の変換係数を表す。演算後画像または機能画像と断層像との合成像を作成するには、グラデーションカラースケールで表示されている画素の場合は式 4 または式 6 に従って $RTF(i, j)$, $GTF(i, j)$, $BTF(i, j)$ を決定し、特定色で表示されている画素は式 4 または式 6 において重み WB を 0 にして $RTF(i, j)$, $GTF(i, j)$, $BTF(i, j)$ を決定する。これを全画素に対して行い、 $RTF(i, j)$, $GTF(i, j)$, $BTF(i, j)$ に従ってマッピングすればよい。

グラデーションカラースケールで表示する領域（特定の領域）はコンソール 4 を介して設定される閾値や任意の条件式や ROI によって設定すればよい。閾値や条件式、ROI は演算後画像毎に一個または複数個設定する。ある演算後、画像 k または機能画像 k のある画素 (i, j) における画素値が演算後画像 k または機能画像 k に対する閾値や条件式で設定される範囲内、かつ画素 (i, j) が ROI で設定される範囲内であるならば、前述の LUT の設定方法に従って $Rk(Ck(i, j))$, $Gk(Ck(i, j))$, $Bk(Ck(i, j))$ の各成分を決定し、範囲外であるならば任意の特定値を $Rk(Ck(i, j))$, $Gk(Ck(i, j))$, $Bk(Ck(i, j))$ の各成分に割り当てる。

以上の処理を全画素に対して行うことにより、ある演算後画像または機能画像において特定の領域のみをグラデーションカラースケールで表示する。また、他の領域は特定色、たとえば図 7 から 8 と 11 から 18 における黒や灰色で表した CT 断層像 40 のみの領域で表示する。上記処理は全ての演算後画像または機能画像に対して行う。もし、 M 枚の演算後画像または機能画像の全てを合成する必要がない場合は、合成する必要がない演算後画像または機能画像の重みを 0 にして合成すればよい。

合成像において、ある演算後画像 k または機能画像 k から得られる情報の強調度を変更する場合には、コンソール 4 から入力されるパラメータに基づいて式 5 中の Wk を変更すればよい。

合成像において、グラデーションカラースケールで表示されている領域を変更したい場合は、コンソール 4 から入力されるパラメータに基づいて閾値や条件式、ROI を変更すればよい。

合成像において、演算後画像または機能画像や断層像の強調度を変更する場合

22

には、コンソール 4 から入力されるパラメータに基づいて式 4 または式 6 中の WB や WT を変更すればよい。

図 11 から図 18 に本発明を CT 画像から作成した脳灌流機能画像へ適用した例を示す。図 11 から図 13 は、右内頸動脈狭窄症の患者の治療前後における平均通過時間像 MTT の治療前後の差分画像と CT 画像との合成像を作成したサンプル画像である。このサンプルにおいては、平均通過時間 MTT が有意に変化している領域のみを虹色のカラーグラデーションスケールで表示し、有意に変化している領域では式 5 の WB を 0.8 に WT を 0.2 に設定して合成し、他の領域では WB を 0 に WT を 1 に設定して合成している。図 13 中、34 は MTT の変化が比較的大きく暖色系で表示された部分を、35 は MTT の変化が比較的小さく寒色系で表示された部分を、40 はグレースケールで表示された断層画像のみの部分を各々示している。ここで、色は図 11 と図 12 の差分の大きさに応じて割り当てられている。

図 11、12、図 14 から 16 は、右内頸動脈狭窄症の患者の治療前後における平均通過時間像 MTT の差分画像、脳血液量像 CBV の差分画像、CT 画像の合成像を作成したサンプル画像である。このサンプル画像においては、脳血液量像 CBV が有意に変化している領域を青色系のカラーグラデーションスケール 36 で表示し、平均通過時間 MTT が有意に変化している領域を赤色系のカラーグラデーションスケール 37 で表示している。また式 3 の W1 (すなわち脳血液量像の差分画像の重み) を 0.75 に、W2 (すなわち平均通過時間像の差分画像の重み) を 0.25 に設定して合成している。さらに脳血液量 CBV または平均通過時間 MTT が有意に変化している領域では式 4 の WB を 0.8 に WT を 0.2 に設定して合成し、他の領域では WB を 0 に WT を 1 に設定して合成している。

図 11 から 13 では演算後画像または機能画像が 1 枚である場合の、図 11、12、図 14 から 16 では演算後画像または機能画像が 2 枚である場合の適用例を示したが、演算後画像または機能画像が 3 枚以上である場合にも同様に適用できる。これらサンプル画像では、生体機能情報に顕著な変化が現われた領域や疾患領域の経時変化を容易に把握することができ、操作者の先入観による ROI 設定の不確定性が生じる余地が少なく、検査部位本来の形状を損ねることもない。以上説明し

23

たように本実施例によれば、操作者の先入観による ROI 設定の不確定性が生じる余地が少なく、かつ検査部位本来の形状を損ねることなく、生体機能情報に顕著な変化が現われた領域や疾患領域の経時変化を容易に把握することができるという効果がある。

- 5 以上説明したように本発明によれば、断層像から得られる情報と複数の機能画像の各々から得られる情報とを一枚の画像から得られ、かつ生体機能異常の重篤度の判定が容易になるという効果がある。

請求の範囲

1. 被検者の画像データを収集する手段と、前記画像データから断層像を作成する手段と、前記断層像から少なくとも一つの生体機能情報を算出する手段と、前記生体機能情報をもとに少なくとも一つの機能画像を作成する手段と、前記機能画像同士を演算した演算後画像や前記機能画像同士の合成像や前記演算後画像または前記機能画像のうち少なくとも一つと前記断層像を合成した合成像を作成する手段と、前記機能画像、前記演算後画像、前記断層像および前記合成像を表示可能な表示手段とを含む画像表示装置において、前記機能画像を作成する手段と合成画像を作成する手段は、前記機能画像および前記演算後画像内の少なくとも一部の領域を前記生体機能情報の評価値に対応した任意のグラデーションカラースケールで表示し、前記機能画像および前記演算後画像内の他の領域は前記グラデーションカラースケールに含まれない任意色でまたは透明に表示することを特徴とする画像表示装置。

5

10

15
2. 前記合成像は、重ね合わせ表示、並列表示、あるいは部分表示のいずれかによって表示されることを特徴とする請求項1に記載の画像表示装置。
3. 前記機能画像を作成する手段では、前記機能画像内の上記他の領域における前記機能画像の比率をゼロとすることを特徴とする請求項1または2に記載の画像表示装置。

20
4. 前記機能画像を作成する手段では、前記生体機能情報に割り当てるグラデーションカラースケールを任意に変更可能である請求項1から3のいずれかに記載の画像表示装置。
5. 前記合成像を作成する手段では、前記合成像における各々の機能画像および前記断層像の比率を任意に設定可能である請求項1から4のいずれかに記載の画像表示装置。

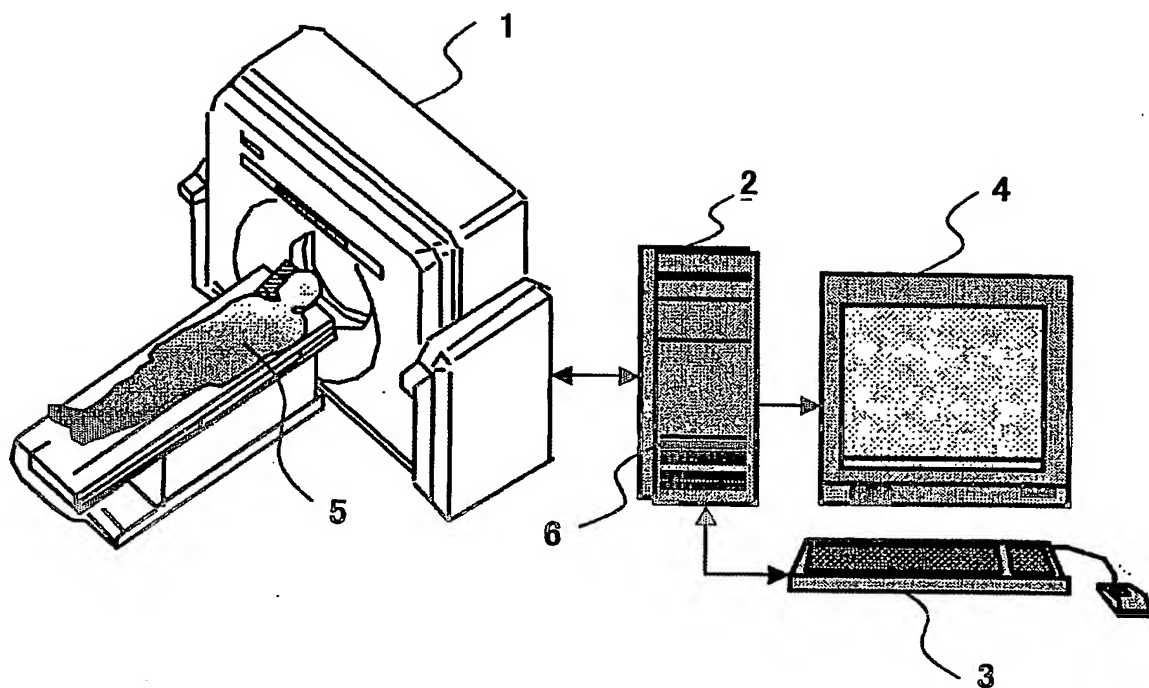
25
6. 前記機能画像を作成する手段では、上記画素単位の画像データ値が所定範囲内か外によって前記機能画像内の上記一部の領域を特定することを特徴とする請求項1から5のいずれかに記載の画像表示装置。

7. 前記機能画像を作成する手段では、前記機能画像内の任意の関心領域を前記機能画像内の上記一部の領域として決定することを特徴とする請求項1から6のいずれかに記載の画像表示装置。
- 5 8. 前記機能画像を作成する手段では、画像データの画素ごとの値である画素値で所定のウインドウレベルとウインドウ幅内にあるものを、変換係数と対応付け、この変換係数をもとに前記グラデーションカラースケールを決めることを特徴とする請求項1から7のいずれかに記載の画像表示装置。
- 10 9. 前記機能画像を作成する手段では、前記機能画像に割り当てるグラデーションカラースケールをRGB毎に画像データの画素ごとの値である画素値と変換係数を対応付けた各種のルックアップテーブルによって決めることを特徴とする請求項1から8のいずれかに記載の画像表示装置。
10. 前記生体機能情報は血流量、血液量、平均通過時間などに代表される血流機能情報のうちの少なくとも一つであることを特徴とする請求項1から9のいずれかに記載の画像表示装置。
- 15 11. 被検者の画像データを収集するステップと、前記画像データから断層像を作成するステップと、前記断層像から少なくとも一つの生体機能情報を算出するステップと、前記生体機能情報をもとに少なくとも一つの機能画像を作成するステップと、前記機能画像同士を演算した演算後画像や前記機能画像同士の合成像や前記演算後画像または前記機能画像のうち少なくとも一つと前記断層像を合成した合成像を作成するステップと、前記機能画像、前記演算後画像、前記断層像および前記合成像を表示可能な表示ステップとを含む画像表示方法において、前記機能画像を作成する手段と合成画像を作成するステップは、前記機能画像および前記演算後画像内の少なくとも一部の領域を前記生体機能情報の評価値に対応した任意のグラ
20
25 デーションカラースケールで表示し、前記機能画像および前記演算後画像内の他の領域は前記グラデーションカラースケールに含まれない任意色でまたは透明に表示することを特徴とする画像表示方法。
12. 前記合成像は、重ね合わせ表示、並列表示、あるいは部分表示のいずれかによって表示されることを特徴とする請求項1に記載の画像表示方法。

13. 前記機能画像を作成するステップでは、前記機能画像内の他の部分における前記機能画像の比率をゼロとすることを特徴とする請求項 11 または 12 のいずれか一つに記載の画像表示方法。
- 5 14. 前記機能画像を作成するステップでは、前記生体機能情報画像に割り当てるグラデーションカラースケールを任意に変更可能である請求項 11 から 13 に記載の画像表示方法。
15. 前記合成像を作成するステップでは、前記合成像における各々の機能画像および前記断層像の比率を任意に設定可能である請求項 11 から 14 のいずれかに記載の画像表示方法。
- 10 16. 前記機能画像を作成するステップでは、上記画素単位の画像データ値が所定範囲内か外によって前記機能画像内の上記一部の領域を特定することを特徴とする請求項 12 から 15 のいずれかに記載の画像表示方法。
- 15 17. 前記機能画像を作成するステップでは、前記機能画像内の任意の関心領域を前記機能画像内の上記一部の領域として決定することを特徴とする請求項 12 から 16 のいずれかに記載の画像表示方法。
- 20 18. 前記機能画像を作成するステップでは、画像データの画素ごとの値である画素値で所定のウインドウレベルとウインドウ幅内にあるものを、変換係数と対応付け、この変換係数をもとに前記グラデーションカラースケールを決めることを特徴とする請求項 11 から 17 のいずれかに記載の画像表示方法。
- 25 19. 前記機能画像を作成するステップでは、前記機能画像に割り当てるグラデーションカラースケールを RGB 毎に画像データの画素ごとの値である画素値と変換係数を対応付けた各種のルックアップテーブルによって決めることを特徴とする請求項 11 から 18 のいずれかに記載の画像表示方法。
20. 記生体機能情報は血流量、血液量、平均通過時間などに代表される血流機能情報のうちの少なくとも一つであることを特徴とする請求項 11 から 19 のいずれかに記載の画像表示方法。

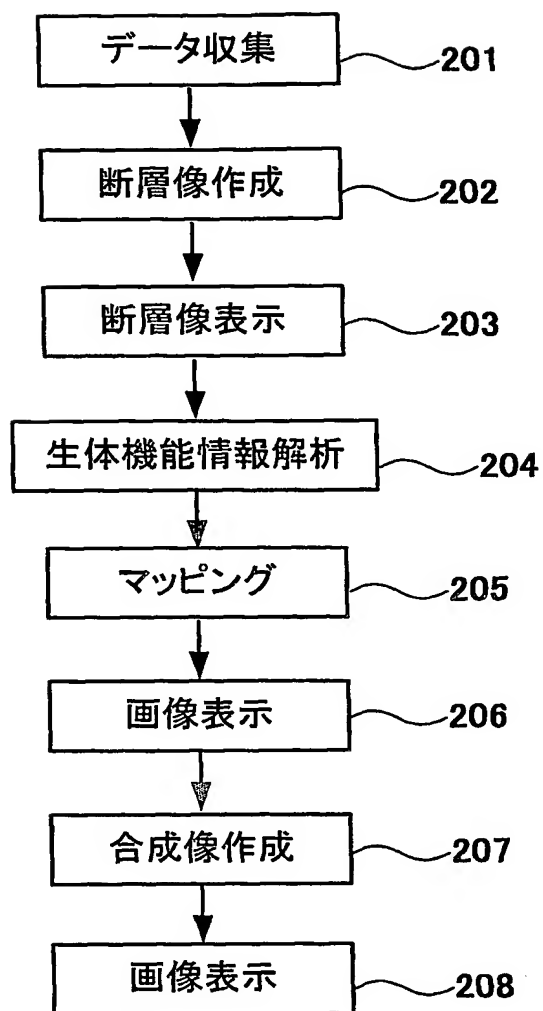
1/11

図1



2/11

図2



3/11

図3

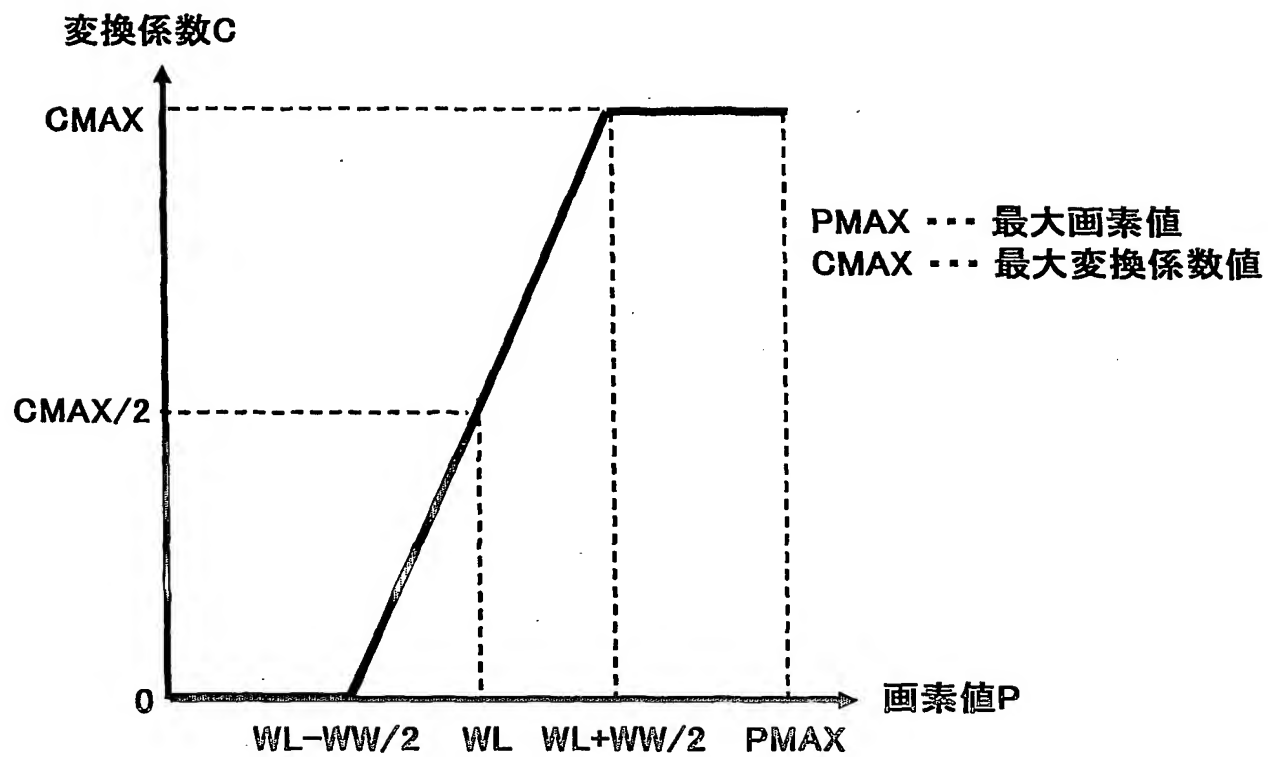


図4

機能画像M用LUT

変換係数C	R	G	B
0	RM(0)	GM(0)	BM(0)
1	RM(1)	GM(1)	BM(1)
2	RM(2)	GM(2)	BM(2)
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
C MAX	RM(C MAX)	GM(C MAX)	BM(C MAX)

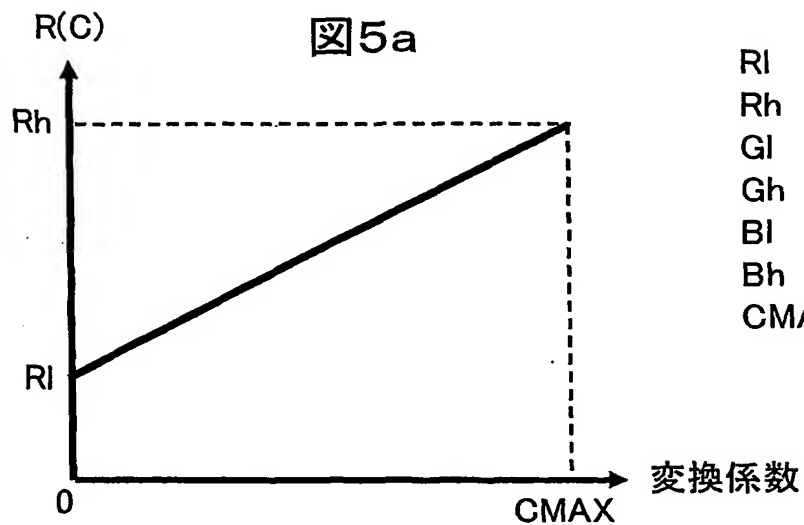
機能画像2用LUT

変換係数C	R	G	B
0	R2(0)	G2(0)	B2(0)
1	R2(1)	G2(1)	B2(1)
2	R2(2)	G2(2)	B2(2)
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
C MAX	R2(C MAX)	G2(C MAX)	B2(C MAX)

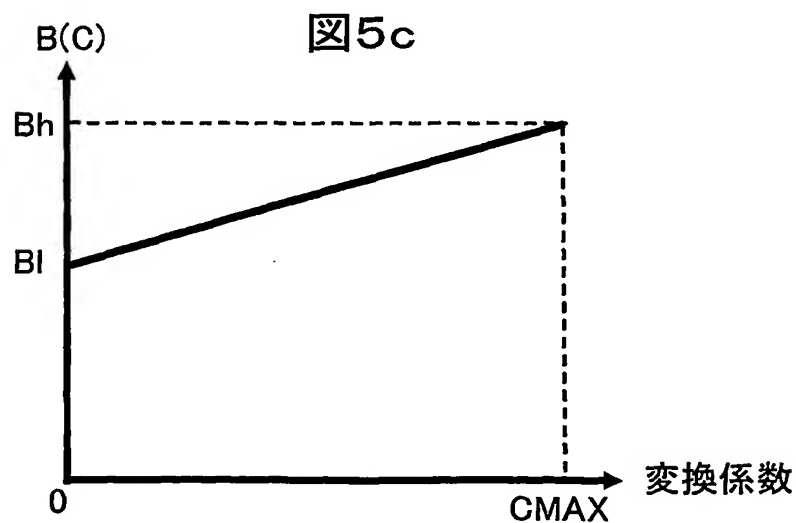
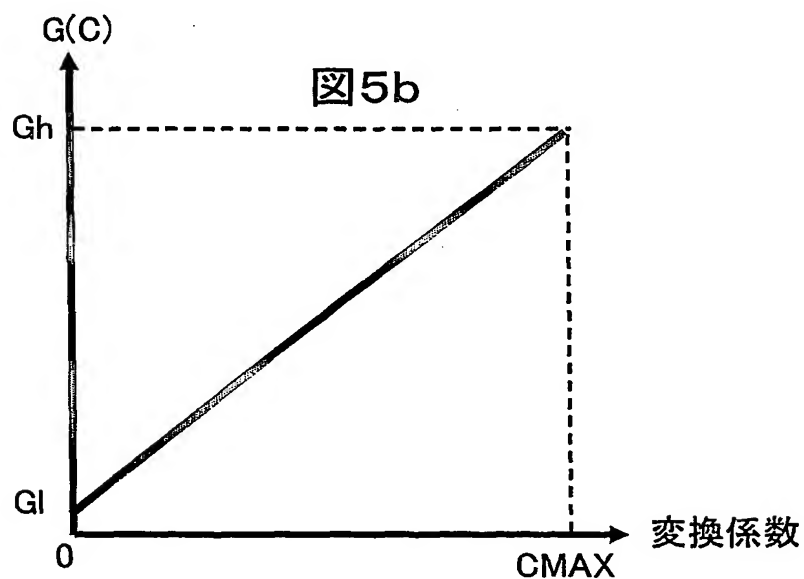
機能画像1用LUT

変換係数C	R	G	B
0	R1(0)	G1(0)	B1(0)
1	R1(1)	G1(1)	B1(1)
2	R1(2)	G1(2)	B1(2)
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
C MAX	R1(C MAX)	G1(C MAX)	B1(C MAX)

5/11



RI ... 最小R成分値
 Rh ... 最小R成分値
 Gl ... 最小G成分値
 Gh ... 最小G成分値
 Bl ... 最小B成分値
 Bh ... 最小B成分値
 CMAX ... 最大変換係数值



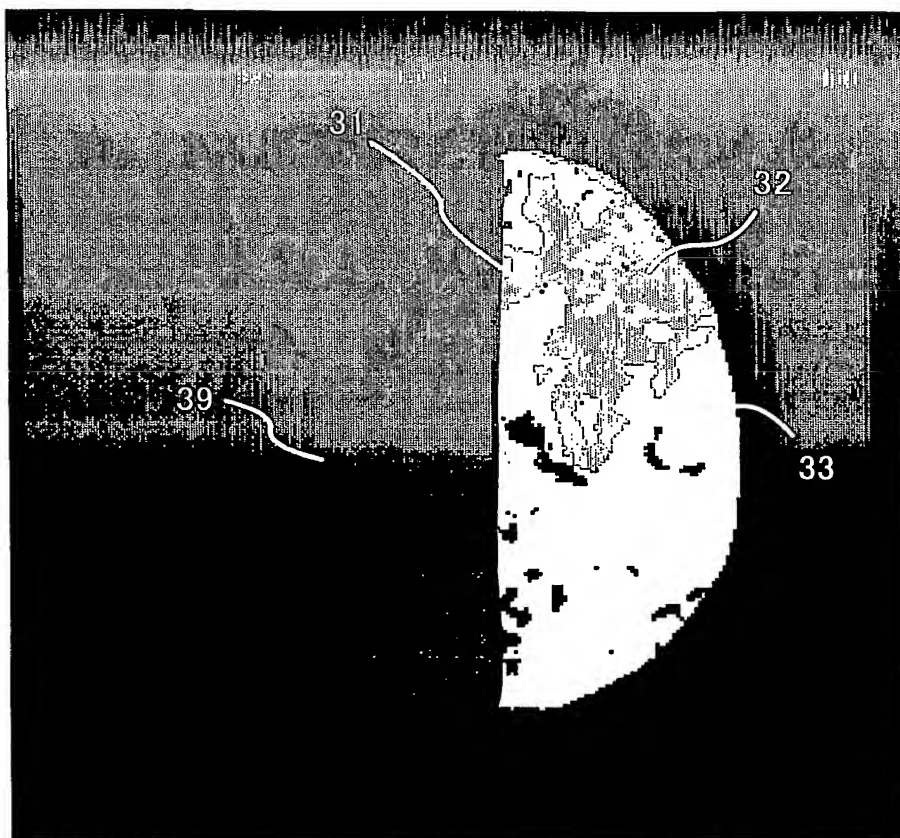
6/11

図6

断層像用LUT

変換係数C	R	G	B
0	0	0	0
1	1	1	1
2	2	2	2
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
CMAX	CMAX	CMAX	CMAX

図7



7/11

図8

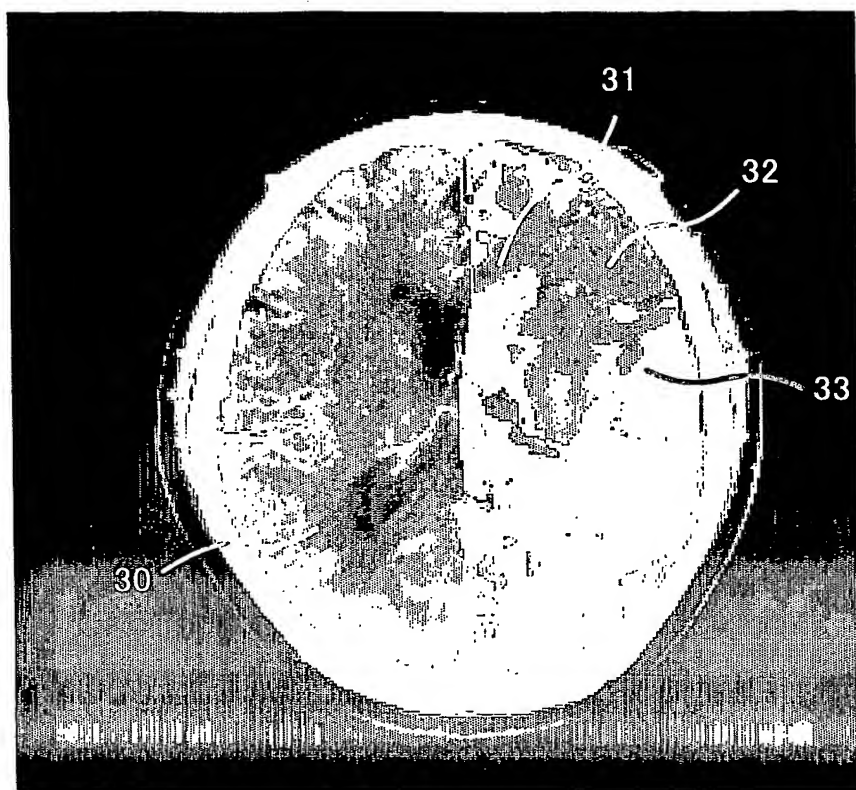
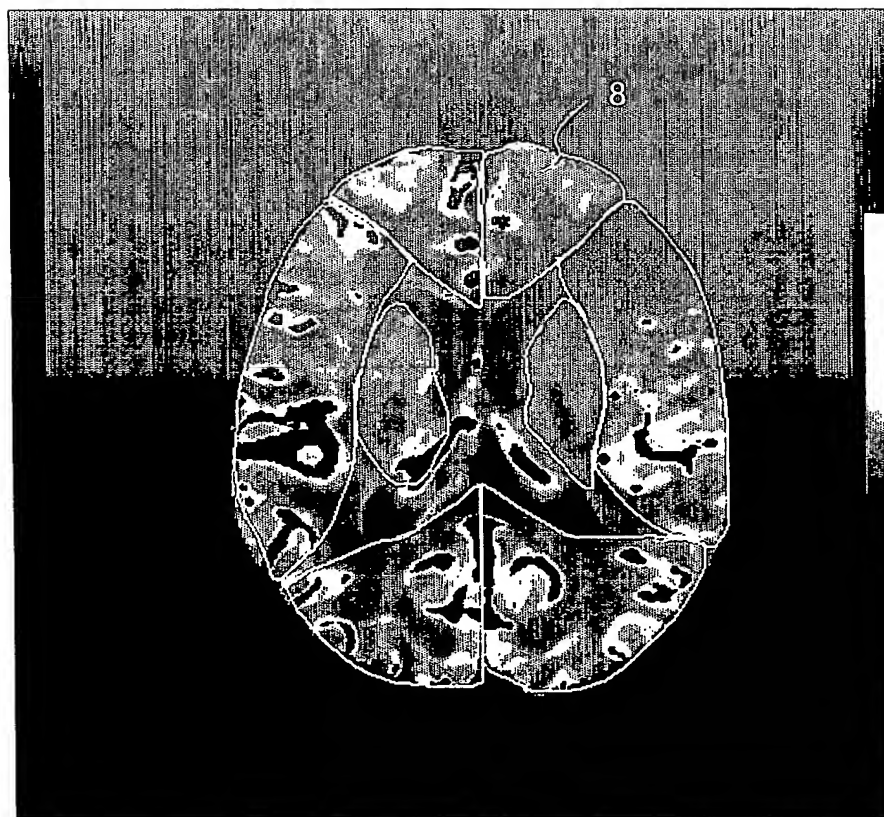
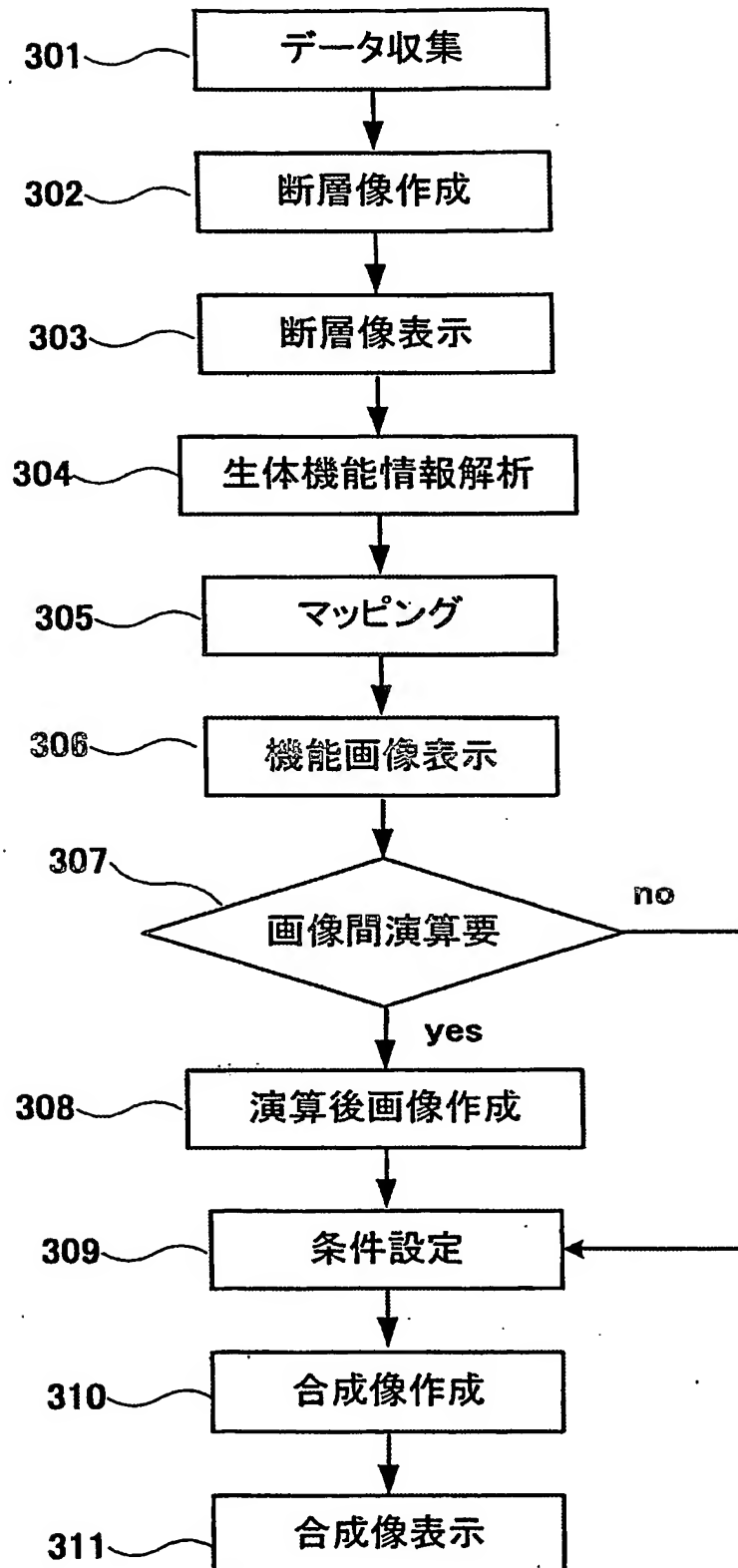


図10



8/11

図9



9/11

図11

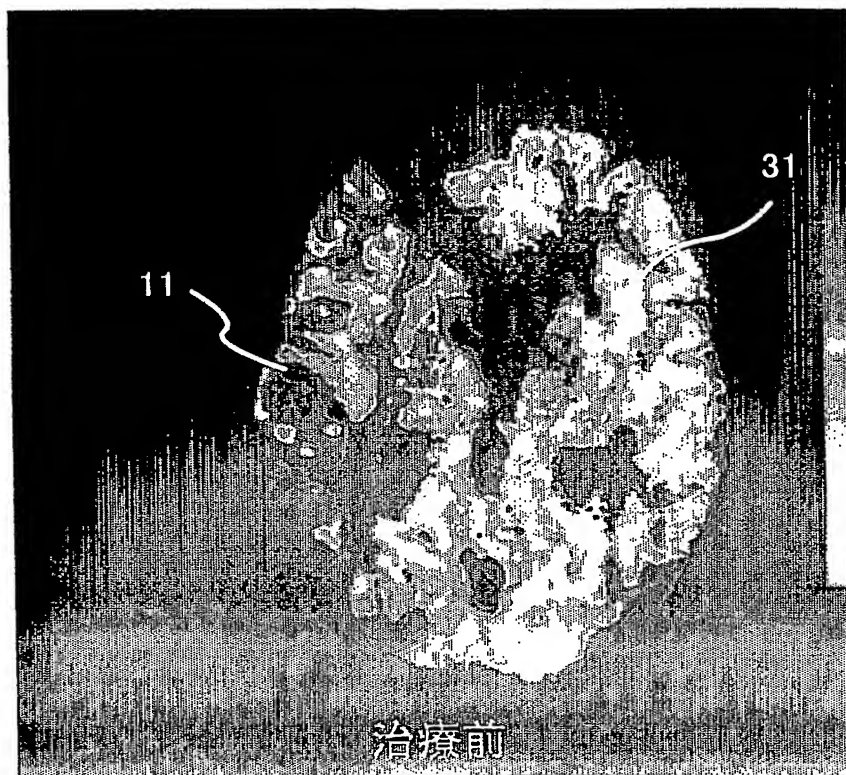
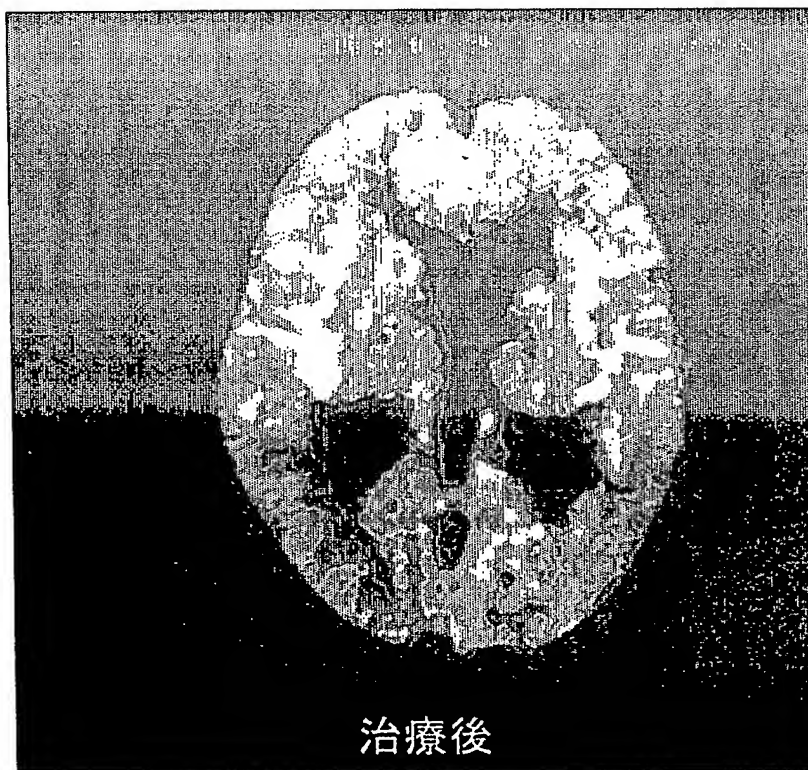


図12



10/11

図13

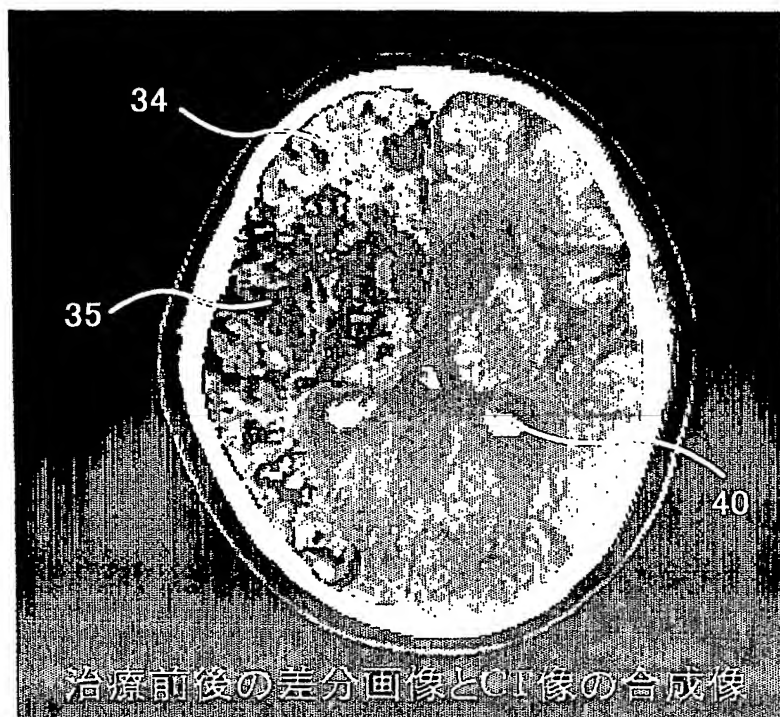
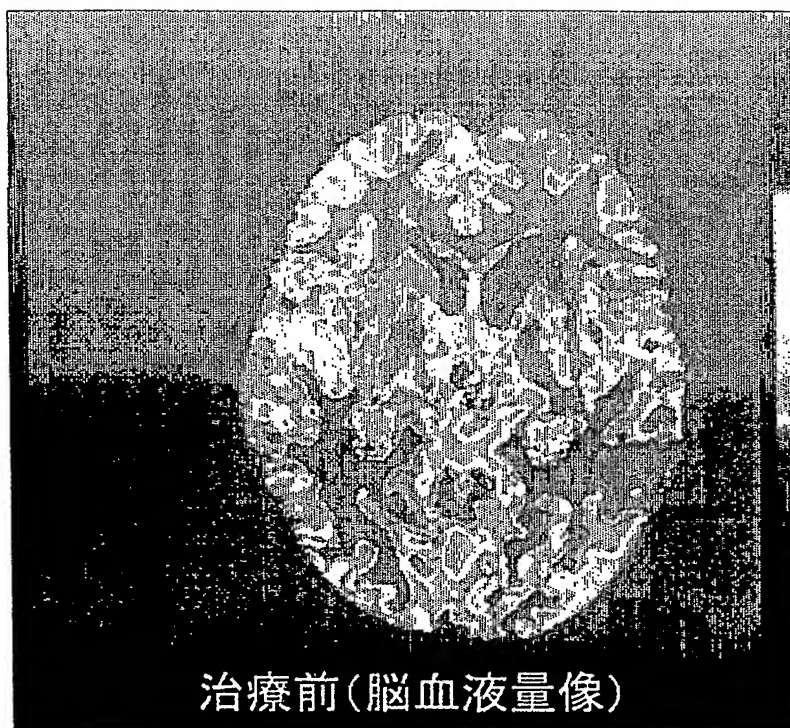


図14



11/11

図15

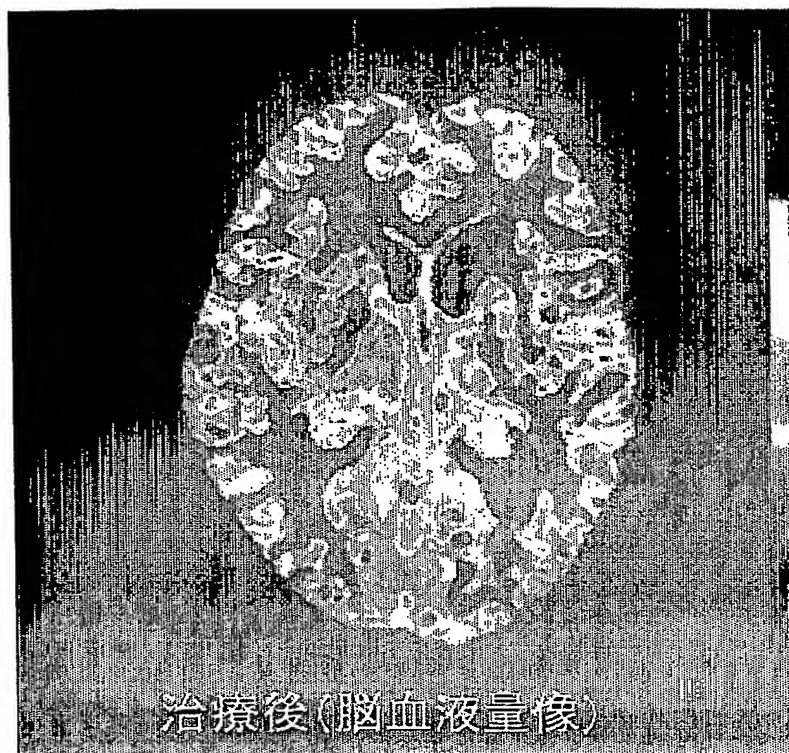


図16



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/004884

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B6/03

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B6/00-6/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2004	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2003-70781 A (Hitachi Medical Corp.), 11 March, 2003 (11.03.03), Full text; Figs. 1 to 13 (Family: none)	1-20
Y	JP 58-116343 A (Shimadzu Corp.), 11 July, 1983 (11.07.83), Full text; Figs. 1 to 2 (Family: none)	1-20
Y	JP 2001-212138 A (Mitsubishi Plastics, Inc.), 07 August, 2001 (07.08.01), Full text; Figs. 1 to 4 (Family: none)	1-20



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

11 May, 2004 (11.05.04)

Date of mailing of the international search report

01 June, 2004 (01.06.04)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/004884

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 8-77329 A (Konica Corp.), 22 March, 1996 (22.03.96), Full text; Figs. 1 to 12 (Family: none)	1-20
Y	JP 6-215150 A (Toshiba Corp.), 05 August, 1994 (05.08.94), Full text; Figs. 1 to 3 & US 5982953 A	5, 15
A	JP 59-183459 A (Hitachi, Ltd.), 18 October, 1984 (18.10.84), Full text; Figs. 1 to 3 (Family: none)	1-20

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B6/03

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B6/00-6/14

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年

日本国公開実用新案公報 1971-2004年

日本国登録実用新案公報 1994-2004年

日本国実用新案登録公報 1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 2003-70781 A (株式会社日立メディコ) 2003.03.11 全文、第1-13図 (ファミリーなし)	1-20
Y	JP 58-116343 A (株式会社島津製作所) 1983.07.11 全文、第1-2図 (ファミリーなし)	1-20
Y	JP 2001-212138 A (三菱樹脂株式会社) 2001.08.07 全文、第1-4図 (ファミリーなし)	1-20

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

11.05.2004

国際調査報告の発送日

01.6.2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

安田 明央

2W

9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き). 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 8-77329 A (コニカ株式会社) 1996. 03. 22 全文、第1-12図 (ファミリーなし)	1-20
Y	JP 6-215150 A (株式会社東芝) 1994. 08. 05 全文、第1-3図 & US 5982953 A	5, 15
A	JP 59-183459 A (株式会社日立製作所) 1984. 10. 18 全文、第1-3図 (ファミリーなし)	1-20



Creation date: 05-04-2006
Indexing Officer: DNGUYEN8 - DANH NGUYEN
Team: OIPEBackFileIndexing
Dossier: 10551886

Legal Date: 10-04-2005

No.	Doccode	Number of pages
1	TRNA	3
2	SPEC	18
3	CLM	5
4	ABST	2
5	DRW	7
6	OATH	3
7	IMIS	1
8	WFEE	1
9	A.PE	1
10	CLM	6
11	REM	1
12	IDS	3
13	FOR	9
14	FOR	25
15	FOR	69
16	NPL	4
17	371P	32
18	371P	4

Total number of pages: 194

Remarks:

Order of re-scan issued on